

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-133127

(43)Date of publication of application : 21.05.1999

(51)Int.Cl.

G01R 33/32

G01R 33/34

(21)Application number : 10-229959

(71)Applicant : BRUKER AG

(22)Date of filing : 03.08.1998

(72)Inventor : MAREK DANIEL

(30)Priority

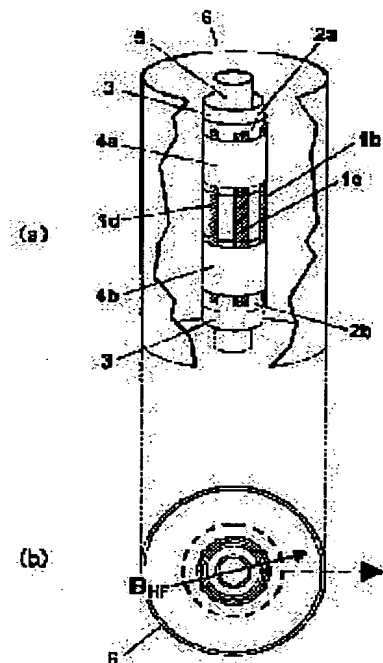
Priority number : 97 19733574 Priority date : 02.08.1997 Priority country : DE

(54) SUPERCONDUCTIVE HYBRID RESONATOR FOR RECEIVING NMR SIGNAL

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an RF(radio frequency) resonator for NMR(nuclear magnetic resonance) capable of an S/N ratio becoming particularly enhanced without lowering uniformity of a magnetic field in spite of using a superconductive material, and easily enhancing a charge ratio.

SOLUTION: There are provided at least two spatially spaced superconductive elements 1b and 1d in which radio frequency resonator for resonating, transmitting, and/or receiving a radio frequency signal at a desired resonance frequency to a specimen 5 in an inspection space of a uniform magnetic field is not formed by a closed resonance system that can be resonated at a desired resonance frequency singly or by a combination thereof. Thus, an ordinarily conductive connection elements 1b and 1d are provided so as to form one or plural closed resonance systems in which the superconductive elements are capable of resonating the superconductive elements at a desired resonance frequency together with ordinarily conductive connection elements.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 12.10.1998

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3066359

[Date of registration] 12.05.2000

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-133127

(43) 公開日 平成11年(1999) 5月21日

(51) Int.Cl.⁶
G 0 1 R 33/32
33/34

識別記号

F I
G 0 1 N 24/04

5 1 0 G
5 2 0 A

審査請求 有 請求項の数13 F D (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願平10-229959

(22) 出願日 平成10年(1998) 8月3日

(31) 優先権主張番号 P 1 9 7 3 3 5 7 4 . 8

(32) 優先日 1997年8月2日

(33) 優先権主張国 ドイツ (D E)

(71) 出願人 591148048

ブルーカー アー・ゲー

スイス国、フェルアンデン ツェー・ハー
-8117、インドゥストリーシュトラセ26

(72) 発明者 ダニエル マレック

スイス国 ツェーハー 5103 メーリケン
マルヒシュタインヴェック 2

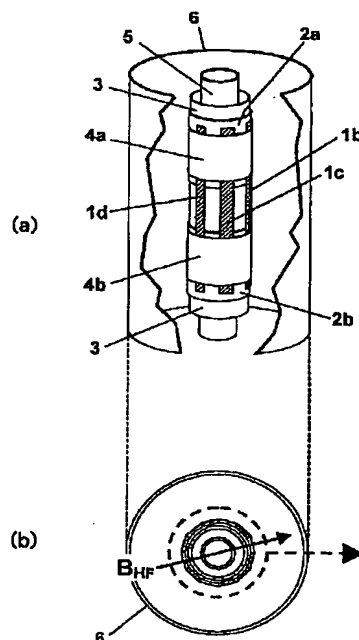
(74) 代理人 弁理士 渡部 敏彦

(54) 【発明の名称】 NMR信号受信用超伝導ハイブリッド共鳴器

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 超伝導材料を使用するにも拘わらず、 B_0 磁場の均一性が低下することなく且つS/N比が特に高くなると共に、充填比を格段に高くすることを容易に行うことができるNMR用のRF共鳴器を作り出す。

【解決手段】 均一磁場内の検査空間中の試料5に対して所望の共鳴周波数で無線周波数信号を共鳴送信及び/又は受信するための無線周波数共鳴器が、所望の共鳴周波数で共鳴可能な閉じた共鳴系を単体でも組み合わせによっても形成しない少なくとも2つの空間的に離隔した超伝導要素1b、1dを備える。このために、通常伝導性の接続要素2a、2bが、前記超伝導要素同士を、該超伝導要素が通常伝導性の接続要素と共に、所望の共鳴周波数で共鳴可能な1つ又は複数の閉じた共鳴系を形成するように、導電的及び/又は容量的に結合するように設けられている。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 核磁気共鳴(NMR)装置の均一磁場 B_0 内の検査空間中の試料(5)に対して所望の共鳴周波数で無線周波数(RF)信号を共鳴送信及び／又は受信するための無線周波数(RF)共鳴器であって、超伝導要素を備える共鳴器において、前記RF共鳴器が、所望の共鳴周波数で共鳴可能な閉じた共鳴系を単体でも組み合わせによっても形成しない少なくとも2つの空間的に離隔した超伝導要素(1、1a、1b、…、1m)を備えると共に、通常伝導性の接続要素(2a、2b)が、前記超伝導要素(1、1a、…、1m)同士を、該超伝導要素(1、1a、…、1m)が通常伝導性の接続要素と共に、所望の共鳴周波数で共鳴可能な1つ又は複数の閉じた共鳴系を形成するように、導電的及び／又は容量的に結合するように設けられていることを特徴とする無線周波数共鳴器。

【請求項2】 前記超伝導要素(1、1a、…、1m)は、本質的に、超伝導層(8)を有する複数の長手の狭い板(9)から成り、前記板は、各々磁場 B_0 に対して平行に向けられると共に、軸が磁場 B_0 に対して平行で且つ試料(5)の軸と一致する円筒状ジャケットの周囲に配分されていることを特徴とする請求項1記載の無線周波数共鳴器。

【請求項3】 前記超伝導層(8)は、出来るだけ多数の細い帯(8a、8b、8c、…)に分割され、該帯の全てが磁場 B_0 に対して平行に向けられていることを特徴とする請求項2記載の無線周波数共鳴器。

【請求項4】 前記超伝導層(8)は、互いに容量結合された少なくとも2つの領域(8'、8'')に分割されていることを請求項2又は3記載の無線周波数共鳴器。

【請求項5】 前記超伝導層(8)は、本質的に、高温超伝導体、例えば、YBCOから成ることを特徴とする請求項2乃至4のいずれか1項記載の無線周波数共鳴器。

【請求項6】 前記板(9)は、本質的に、適当な結晶構造を有する結晶構造体、例えば、 $LaAlO_3$ 又はサファイヤから成ることを特徴とする請求項2乃至5のいずれか1項記載の無線周波数共鳴器。

【請求項7】 前記超伝導要素(1、1a、…、1m)は、高い導電性を有する通常伝導性の金属から成る、好ましくはリング状の接続要素(2a、2b)にその2つの軸端部が容量的又は導電的に接続されていることを特徴とする請求項2乃至6のいずれか1項記載の無線周波数共鳴器。

【請求項8】 前記接続要素(2a、2b)は、前記共鳴器内に所定の電流配分を行うように前記円筒状ジャケットの軸に平行に延びる2つの直径方向に対称な中断溝(7a、7b)を有することを特徴とする請求項7記載の無線周波数共鳴器。

【請求項9】 前記超伝導要素の数が2 mである構成

において、前記中断溝(7a、7b)は、mが奇数値の場合、1つの超伝導要素の中央の下にあり、mが偶数値の場合、2つの隣接する超伝導要素間の中央にあることを特徴とする請求項8記載の無線周波数共鳴器。

【請求項10】 前記超伝導要素(1、1a、…、1m)と、該超伝導要素に導電的及び／又は容量的に結合されている前記接続要素(2a、2b)は、いわゆる「バード・ケージ」共鳴器を形成することを特徴とする請求項1項乃至9項のいずれか1項記載の無線周波数共鳴器。

【請求項11】 前記「バード・ケージ」共鳴器からのNMR信号の結合取り出しが容量性カップリング(14a)を介して行われることを特徴とする請求項10記載の無線周波数共鳴器。

【請求項12】 前記「バード・ケージ」共鳴器からのNMR信号の結合取り出しが導電性カップリング、好ましくは前記超伝導層(8)の直接接触を介して行われることを特徴とする請求項10記載の無線周波数共鳴器。

【請求項13】 前記「バード・ケージ」共鳴器は、カドラチャ検出を容易にするために2つの互いに直角な取り出しカップリング(14c、14d及び14e、14f)を有することを請求項10項乃至12項のいずれか1項記載の無線周波数共鳴器。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、核磁気共鳴(NMR)装置の均一磁場 B_0 内の検査空間中の試料に対して所望の共鳴周波数で無線周波数(RF)信号を共鳴送信及び／又は受信するための無線周波数(RF)共鳴器であって、超伝導要素を備える共鳴器に関する。

【0002】

【従来の技術】この種の無線周波数共鳴器は、それ自体US5、583、723より当該分野で公知である。

【0003】NMR分光学における最も重要な要件の1つは、NMR信号に対して高感度を達成すること、即ち、高い信号対ノイズ比(S/N比)を得ることである。

【0004】信号の大きさSは、主に共鳴器の幾何学的構造に依存し、且つ共鳴器が試料をどの程度近接して囲繞しているかに依存する。共鳴器の温度の役割は従ってそれほど重要ではない。

【0005】これに対して、共鳴器のノイズ電圧は温度の強い関数となる。共鳴器は、所望の周波数で共鳴する誘導性及び容量性構成要素を備える。ノイズ電圧Nは、共鳴器のRF損失抵抗 R_v で生成され、共鳴器の容量性部分のノイズ(非常に小さく実際に無視できる)と、より主要な部分である誘導性部分のノイズとから成る。従って、共鳴器ノイズにとり最も重要なのはこの後者のノイズ部分であり、この要素は、温度と、温度依存RF損失抵抗 $R_v(T)$ の双方に依存する：

【0006】

【数1】

$$N \propto \sqrt{T \cdot R_V(T)}$$

S/N比の温度依存性は、下記の式により与えられる：

【0007】

【数2】

$$S/N \propto \frac{S}{\sqrt{T \cdot R_V(T)}}$$

共鳴器の温度Tが低下すると、2つの効果によりS/N比が増加する。即ち、先ず、上記式の分母の温度Tがより低くなること、次に、損失抵抗 $R_V(T)$ がより低温で同様により小さくなることである。

【0008】従って、共鳴器を極低温、例えば、4K乃至20Kの範囲の温度にまで冷却することが有利である。共鳴器の誘導性部分を形成するために超伝導材料を選択すると、特に良好な結果が達成される。即ち、超伝導体では、RF損失抵抗 $R_V(T)$ は銅のような通常の導電率の材料よりもかなり低いからである。このようにすると、上記式より与えられるS/N比は非常に高くできる。

現代測定法を適用できるようにするために、昨今の応用技術は、約10⁻¹⁰s

以下の値を執り得る極短いRF励起パルスを使用している。励起パルスのパルス幅と試料の位置での界磁振幅(field amplitude)との積が一定の最良値を有するならば、これらの短い励起パルスは非常に大きな界磁振幅をもたらす、従って非常に高いRF電流が共鳴器に流れる。これらは、検出への切り替え前に、先ず十分に減衰しなければならない。しかしながら、残念なことに、検出が遅れると、NMRスペクトラムの基線と線が歪んでしまうことになり、このため、超伝導共鳴器では、励起パルスの減衰時間を短くするために損失抵抗を大きくすることが有利である。

【0014】しかしながら、損失抵抗をあまりに大きくすると、S/N比が容認できない程度に低下するので、大きくし過ぎることは出来ない。この理由により、これらの方法は、特に高い充填比を呈するような適切な共鳴器の形状寸法を採用すること等によりS/N比が既に非常に高い値に調節されている場合にのみ適用可能であるにすぎない。

【0015】超伝導NMR共鳴器の構成はNMRにおける新しい開発方向にあるので、これに関連する刊行物の数は多くない。上述したUS5,585,723は、本先行技術を代表する。この公報の超伝導共鳴器(図16(a)、(b)参照)は、完全な共鳴系として、即ち、その誘導性構成要素と容量性構成要素の双方が平坦な結晶板18a上にあり、該結晶板18aはその一側が超伝導材料19aで被覆され試料5の近傍に取り付けられている。

【0016】この場合、共鳴器は、生成されたRF磁界

【0009】現代のNMR分光測定法は、磁気スピンシステムの励起のためにRFパルスを用いその後フーリエ変換を行う方法をほぼ専ら使用している。励起は、通常同一の共鳴器を使用して行われ、これによりNMR信号が後で検出される。従って、NMR信号の検出を最良に行うために、RFパルスの発生後、共鳴器が出来るだけ迅速に電流を除去されることが重要である。

【0010】しかしながら、極小さい損失を有する共鳴器は非常に狭い共鳴ラインを有し、従って励起パルス減衰時間が非常に長い。共鳴器電流が例えばその初期値の1%に減衰するまでに一定の時間t_{1%}の経過を必要とする：

【0011】

【数3】

$$t_{1\%} \approx 9.21 \cdot L/R(T)$$

ここでLは共鳴器のインダクタンスである。

【0012】この式は、共鳴器の損失抵抗 $R(T)$ が小さくなればなるほど、減衰時間が長くなることを明瞭に示している。

【0013】

【外1】

が試料の近傍で十分に均一であるために、試料の直径に比較して大きくしなければならない。この点についての改良は、ヘルムホルツ共鳴器(Helmholtz-resonator)対として試料5の左右に配された2つの同一な共鳴器19a、19bの組み合わせによって達成することが出来る。これにより、より均一なRF磁場のみならずより強力な試料内への結合、即ち、向上した充填比が達成される。

【0017】このようなヘルムホルツ共鳴器構成は、2つの顕著な共鳴周波数を有する共鳴可能システムであり、高い方の周波数は電流が両共鳴器中を互いに反対方向に流れることにより生じ、低い方の周波数は電流が同一方向に流れることにより生じる。NMRに適用するには、低い方の共鳴周波数を使用するモードでは試料の位置の望ましい均一なRF磁場が発生するので、低い方の共鳴周波数を使用しなければならない。これらの共鳴器は、普通は誘導結合されてNMR信号をNMR分光器の検出系まで通過させる。

【0018】現代のシステムは、超伝導材料として、例えば、YBCOのような、電気特性の静磁場 B_0 への依存度が弱い高温超伝導体(HT超伝導体)を使用している。これらのHT超伝導体は、一般に、結晶板上に、これらの導電体が形成される結晶粒が全て同一方向に指向するように薄い層として積層される。このようにすることによってのみHT超伝導体は最良の電気特性を得ることが出来る。

【0019】結晶板の表面は基板として作用し、結晶超伝導層がその上に導入されて強制的に結晶板の指向性を

呈するようにされる。従って、結晶構造が超伝導体のそれに可及的に近い結晶板を用いることが有利である。この結晶板を共鳴器の容量性構成要素のための誘電体としても用いる場合には、良好な誘電体RF特性をも有する結晶板を用いる必要がある。これらの要件の全ては、例えば LaAlO_3 結晶体及びサファイヤ結晶体のいずれによっても満たされる。かかる結晶板が良好な熱伝導体でもあると、超伝導体層の冷却性を向上出来る点で有利である。サファイヤはこの要件をも満たす。

【0020】しかしながら、HT超伝導体を用いることは別の利点をもたらす。HT超伝導体の約100Kという高い臨界温度のために、共鳴器の良好な超伝導RF特性が実効的となる温度領域がより大きくなる。これにより、作動温度を調整する際の柔軟性が向上する。

【0021】かかる結晶板は今日では平板の形状でしか入手できず、従って共鳴器はフラットな構造を執らざるを得ない。結晶板は、20K未満の温度の冷却ヘリウムガスを用いて低温(cryogenic temperature)まで冷却することが出来る。

【0022】

【発明が解決しようとする課題】現代の従来共鳴器の幾何学的構造は、以下に述べる重大な不具合がある。

【0023】即ち、共鳴器構造は、1つ又は2つの個別の共鳴器が1つ又は2つの結晶板上に組み立てられ、各個別の共鳴器は完全な共鳴系を成している。

【0024】最良の構造、例えば、ヘルムホルツ共鳴器(図17(a)、(b)参照)を想定すると、出来るだけ高い充填比を達成するためにこのヘルムホルツ共鳴器を試料に出来るだけ近接して配することになる。しかしながら、このヘルムホルツ対は、本質的に、試料の円筒形の形状に不十分に調節された2つの平らな構造体から成るので、大きな充填比を達成することが出来ない。このことは、試料から比較的遠い2つの共鳴器の隅角部領域で特に顕著である。水平横方向接続部20のみが試料に近接しており、それにより強く結合している。

【0025】水平横方向接続部20は別の非常に重大な不具合を有している。該接続部は B_0 磁場に対して平行でなく垂直であり、この配置は B_0 磁場の均一性が低下することになるので、少しでも可能なら避けるべきことである。この均一性の低下を抑えるためには、超伝導体を非常に狭くする、即ち、出来るだけ小さい材料で作ることが必要である。しかしながら、これにより、RF電流とRF磁場との直線的依存関係が得られる最大可能なRF電流は、関連する最大可能なRF磁場と同様に、減少する。従って、特定のNMRフリップ角を発生するためには、複数のNMR実験用の望ましくないスペクトラムをもたらすより長いパルス時間を黙認する必要がある。

【0026】別の不具合が、スペースのためにRFシールド6に極近接した共鳴器の垂直縦方向接続部21によ

って生じる。これらは従ってシールド中の渦電流と共鳴器内に変形して戻る関連するRF損失を生み出す。このように、励起パルスの減衰時間が都合よく減少するが、信号対ノイズ比が同時に悪くなる。しかしながら、このようなヘルムホルツ構造の充填比は既に不十分なので、RF損失のS/N比へのネガティブな影響は特に目立ったものとなる。

【0027】

【発明が解決しようとする課題】これに対して、本発明の目的は、超伝導材料を使用するにも拘わらず、 B_0 磁場の均一性が低下することなく且つS/N比が特に高くなると共に、充填比を格段に高くすることを容易に行うことができる、上述の特徴を備えたNMR用のRF共鳴器を作り出すことである。

【0028】

【課題を解決するための手段】この目的は、本発明によれば、RF共鳴器が、所望の共鳴周波数で共鳴可能な閉じた共鳴系を単体でも組み合わせによっても形成しない少なくとも2つの空間的に離隔した超伝導要素を備えると共に、通常伝導性の接続要素が、前記超伝導要素同士を、該超伝導要素が通常伝導性の接続要素と共に、所望の共鳴周波数で共鳴可能な1つ又は複数の閉じた共鳴系を形成するように、導電的及び/又は容量的に結合するように設けられた構成により達成される。

【0029】本発明による共鳴器は、常に、超伝導性材料と通常伝導性の材料とを備える。超伝導体は、好ましくは、YBCOのような高温超伝導体である。

【0030】本発明の教示は、下記の基本的な知見に基づくものである。

【0031】1) RF共鳴器は、所望周波数近傍では、且つ単体では、閉じた電流伝導性共鳴系を表さない少なくとも2つの超伝導要素を備える。これらの構成要素は、通常伝導性要素を介して導電又は容量的に互いに接続され、且つこの時にのみ所望の周波数で共鳴する内部的に閉じた共鳴系を形成する。

【0032】好ましくは、単一の共鳴系が、超伝導要素及び通常伝導性接続要素から形成される。しかしながら、作動中互いに接続される複数の閉じた共鳴系を有することも可能である。この場合、個々の共鳴系は所望の周波数で単に概略的にのみ共鳴するように調整されなければならない。実際の所望共鳴周波数は結合とその結果のビート周波数から結果として得られる。

【0033】2) 超伝導要素は、本質的に複数の長手の狭い板から成り、これらの板は、全て B_0 磁場に対して平行に向けられ、且つ軸が B_0 磁場に対して平行で且つ試料の軸と一致する架空シリンダの表面上に配分されている。

【0034】このようにして、共鳴器は、コンパクトであり且つ試料をこれに近接して囲繞している。従って、より高い充填比(従ってより高い感度)が達成され、例

えば特別なNMR実験用の勾配コイルを設置するためのより広い自由空間が出来る。更に、全ての超伝導層は、 B_0 磁場に対して平行であるので、層幅を、 B_0 磁場の均一性が容認出来ない程度にまで低下することなく格段に大きくすることが出来る。層幅が増加した層によりRF電流の増加が可能となり、従ってRF磁場がより大きくなり且つ関連するRFパルスがより短くなる。

【0035】3) 通常伝導性の接続要素は、本質的に、超伝導要素の上下端部に配された高導電性の2つの円筒状リングから成る。

【0036】通常伝導性の接続要素を用いることにより、より短い減衰時間となるRF損失が得られる。関連する感度の損失は、低下した B_0 均一性を容認する必要なく、より高い充填比によって補償される。

【0037】4) 超伝導要素及び関連する導電的に又は容量的に互いに結合された接続要素は、いわゆる「バード・ケージ(鳥籠)」を構成する。

【0038】「バード・ケージ」共鳴器は、幾何学的構造として、それ自体当該分野で公知であるが、本発明で初めて、通常伝導性要素及び超伝導要素を使用して実現された。「バード・ケージ」共鳴器を形成するための所要のノウハウは今日まで存在しない。本発明は、初めて、この共鳴器を形成する方法を開示するものである。

【0039】「バード・ケージ」共鳴器は、実質的な利点を有する。該共鳴器は、非常に均一性の高いRF磁場を生成し、更にカドラチャ(quadrature)検出器として、即ち回転磁場を検出するために最良化し得る検出器として構成することが出来る。この検出手法は、原子核によって放射されるNMR信号が回転磁場を発生するので、NMR測定において特に有利である。カドラチャ検出器は、従って、NMR信号を受信するのにより適切であり、理想的な場合には、従来の検出器の $\sqrt{2}$ 倍大きいS/N比を提供する。回転磁場検出器については、以下に更に説明する。

【0040】結論として、本発明に係る共鳴器は、好ましくは、ハイブリッド技術を用いた「バード・ケージ」共鳴器であり(即ち、本質的に、通常伝導性要素と超伝導要素の双方を備えている)、従来技術に相当する感度を容易に得ることができると共に、その良好な B_0 均一性、短い減衰時間及び短いRFパルスに関して従来技術よりも格段に優れている。

【0041】本発明のその他の利点は下記の説明及び図面から導き出すことができる。また、本発明の上述した特徴及び以下に説明する特徴は個別に又は任意の組合せて集合的に利用することができる。図示され記述される実施の形態は網羅された列挙と見なされるべきものではなく、むしろ本発明を説明するための例示的特徴を有するに過ぎないと見なされるべきものである。

【0042】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面

を参照して詳細に説明する。

【0043】図1(a)及び(b)は、本発明に係る共鳴器の一実施の形態を示す。共鳴器を囲繞し試料5と支持ガラス3との間にある熱絶縁体は明瞭に図示していない。

【0044】この絶縁体は、例えば、同軸ガラス管で構成し得、その中間の空間がシールされ且つ真空にされている。

【0045】下記に示す共鳴器の寸法は、直径が5mmの円筒状の試料用に作られた共鳴器に対しての寸法である。その他の試料の場合は、対応して異なる数値が必要とされる。超伝導要素1、1a、1b乃至1fは、共鳴器の主要な構成要素を成し、 H_0 磁場に対して平行に延びている。これらの要素は、本質的に、幅が約4mm、長さが約45mm、厚さが約0.5mmの長く狭い結晶板9から成り、その横断面を図3に示してあり、その外側には超伝導層8(厚さが略0.5mm)が蒸着されている。図2は、6倍に拡大した図である。しかし、より多くの又はより少ないの板を試料に同軸の円筒状面上に配置してもよい(図12、図13(a)、及び図15参照)。

【0046】超伝導要素1、1a、1b乃至1eは、2つの接続リング2a、2b上に着座しており、該接続リング2a、2bは、良好な金属の導電体(例えば、20 μ m厚の銅、アルミ、又は銀の箔)から形成され、支持ガラス3を囲繞している。超伝導要素は、2つのプレス装置4a、4bを介して2つのリング状接続要素2a、2bに対してプレスされ、該2つの接続リングを保持する役目をも有している。プレス装置4a、4bは、例えばテフロンバンドから成り、超伝導要素1乃至1e上に巻装されている。超伝導層と2つの接続リングとの間の隣接面は共鳴器における容量性要素を形成し、該容量性要素の容量値は結晶板の誘電率により有利に増加する。

【0047】共鳴器における所望の共鳴モードを支持するために、2つの接続リングは、2つの直径方向に対称の位置(中断溝7a、7b)で軸に平行に分割されている。これにより、図2に矢印で示すようにRF電流の予め定められた依存性が指令される。その結果、NMR信号を共鳴器から結合取り出しする装置を所定の位置に導入することが出来る。超伝導要素の数を2mとすると、2つの中断溝7a、7bは、mが奇数値の場合、1つの超伝導要素の中央の下にある(図14(a)参照)。mが偶数値の場合、溝7a、7bは、2つの超伝導要素間の中央にある(図15参照)。中断溝7a、7bは、別の利点を有する。これらは、z勾配を切り替える際に生じ得る接続リング2a、2b中の渦電流を減少させる。

【0048】円筒状のRFシールド6が通常、上述した構造を囲繞する。このシールドは、共鳴器中に過度に大きなRF損失が生じないように導電性が良くなければならない。シールドは、本質的には、通常伝導性の材料、

例えば、銀で被覆された銅管、又はより良くは、超伝導体から成る。

【0049】超伝導要素1、1a、1b乃至1eと接続リング2a、2b間の接続は、図6に示すように、低磁化率はんだを用いて行うことが出来る。このために、超伝導要素の下側面の接続リングと接触する部位のみが金属（例えば、銅／金属コーティング12）で被覆される。その後、超伝導要素が接続リング2にはんだ付けされる。

【0050】超伝導要素を取り付ける別の可能な方法を、図7に示す。超伝導要素は、超伝導層8を内側にし、逆さまに取り付けられ、薄い電気絶縁板13が超伝導要素と接続リング間に配されて、共鳴器の容量性部分用の誘電体として作用する。

【0051】そのようなウエーハは、RF領域において非常に低い誘電体損失を有していなければならずプラスチック（例えば、テフロン化合物）、又はより良くは、適当な高誘電率（例えば、9.8）を有する薄いセラミックウエーハ（例えば、 Al_2O_3 ）から形成することが出来る。プレス装置4a、4bがこれらの要素を装着するのに利用される。

【0052】図12、13(a)、14(a)、及び15に示す超伝導要素1、1a、1b乃至1mの構成は点対称を有する。これらの構成は、十分に多い数の超伝導要素を使用した場合のみに、圍繞された空間内に最良の均一なRF磁場を生成する。要素の数が少ない、例えば、僅か4又は6である場合には、閉塞された空間内のRF磁場の均一性は個々の要素を対称的に変位させることにより向上させることが出来る。これにより、図13(b)及び14(b)に示すように、軸対称が元の点対称から生まれる。これは、4個の要素を使用したときに特に顕著である。この場合、図13(b)に示すヘルムホルツ構造が最も良く、図13(a)の点対称構成ではない。図14(b)は、6個の超伝導要素を使用した場合の最良な構成を示す。

【0053】この最良な構成では、所定の電流分布を行うのに中断溝7a、7bはもはや必要でないことを指摘しておく。共鳴モードとも呼ばれる所望の電流分布が軸対称から必然的に得られる（図13(b)及び図14(b)参照）。

【0054】図9(a)、9(b)、10、11(a)、11(b)は、共鳴器からNMR信号を結合取り出しするために可能な種々の方法を示す。原則として3つのタイプの結合取り出し方法がある。即ち、容量法、導電法、及び誘導法である。

【0055】容量による結合取り出し方法を、図9(a)及び図9(b)に示す。2つの中断溝7a、7bは、共鳴器のRF磁場 B_{HF} の方向を該2つの中断溝を通る面に対して直角になるように固定する。2枚の金属箔14a、14b（例えば、銅、アルミ、又は銀から成

る）が電気的に絶縁されてプレス装置4b及び2つの中断溝上に取り付けられる。これらは、箔と超伝導要素間に作用する結合コンデンサを構成する。共鳴器は電気的に対称な構造を有するので、容量結合ネットワーク15a、15bが同様に対称に形成される。NMR信号の通過が、低オーム例えば50オームの同軸リード16を介して行われる。結合ネットワークの対称要件を満足するためには、コンデンサ15bをコンデンサ15a、15cの合計に略等しくしなければならない。同軸リード16への結合度合いは、2つのコンデンサ15a、15cの比により調節することが出来る。

【0056】図10は、導電による結合取り出し方法を示す。 B_{HF} 磁場の方向に関して対称に配された2つの超伝導要素1b、1c上にそれぞれ接点が直接設けられる。結合取り出しネットワーク17a、17b、17cを容量による結合取り出し方法と同じようにして選択することが出来る。

【0057】図11(a)及び図11(b)は、誘導による結合取り出し方法を示す。誘導ループ18が、該ループの領域が B_{RF} 磁場の方向に対して直角になるように共鳴器の側部に配される。ループを変位及び回転させることにより共鳴器への結合を変化させることが出来る。共鳴器の共鳴周波数は、図示しない追加の手段により調整する。かかる手段は、例えば、接続リング2a、2bの近傍でプレス装置4a上に配された円筒状の金属リングであり、該リングを軸方向に変位させ、もって共鳴器にかかる容量性負荷を変化させて共鳴周波数を調節する。

【0058】上述したように、「バード・ケージ」共鳴器を回転磁場を検出するためのカドラチャ検出器としても使用することが出来る。これは、2つの互いに直角な互いに電気的にデカップリングされた同一形状の取り出しカプリング14c、14d及び14e、14f（図18参照）を使用する対称的構成により容易に達成することが出来る。NMR磁場がxy面上で回転して、互いに時間的に90°ずれている2つの容量性取り出しカプリング上に2つのNMR信号を生成する。これら2つのNMR信号はコンデンサ19a、19b、19c並びに20a、20b、20cの作用により変化され50オームインピーダンスに低下した後パワー分割・結合器22のRFソケット16a、16bに供給され、そこで2つのNMR信号は加算されて出力ソケット16に供給される。出力ソケットは前置増幅器（図示せず）に接続されている。

【0059】上述したように、2つのNMR信号は互いに90°位相がシフトされている。2つのNMR信号のパワーを十分に利用するために、該2つの信号の位相を加算しなければならない。そのために、これらの信号の一方を更に90°位相シフトする必要がある。これは、 $\lambda/4$ コンダクタ21により行うことが出来る。

【0060】尚、RFソケット16a、16bにおける2つのNMR信号は、回転するNMR磁場の回転方向に依って同相であっても逆相であってもよい。逆相の場合、両信号は互いに完全に相殺し合うので、これは勿論防止しなければならない。このような場合は、コンデンサ20cをB点に接続すべきであり、A点に接続してはいけぬ。

【0061】このカドラチャ検出により、共鳴器から2倍の信号パワーの結合取り出しを容易に行うことが出来る、S/N比が $\sqrt{2}$ 倍向上する。

【0062】パワー分割・結合器22は、本質的に、2つの理想変圧器23a、23bから成り、入力ソケット16cの送信信号を出力ソケット16のNMR信号から完全にデカップリングすると共に、ソケット16a、16bでの2つのNMR信号のパワーを損失なく加算して出力ソケット16に送る対称ブリッジ回路を実質的に表している。尚、ソケット16cで得られる送信パワーは、容量性ネットワークを介して共鳴器に接続されている2つのソケット16a、16bに均一に且つ損失なく分配される。理想変圧器は実際に実現可能な回路に換える必要がある。RF用途に適切な回路は、RFコンダクタ、例えば、リング状のRFリード（いわゆるリングコンダクタ）を用いたものである。マインケ/グンドラッヒ著テキスト「ポケット・ハンドブック・オブ・ラヂオフリーケンシー・テクノロジー」、チャプタ「パラレル・スイッチト・コンダクタズ・アンド・リング・コンダクタズ」、図14.7に、かかるリングコンダクタを有する差動変圧器が記載されている。これを、図18の理想回路と直接比較し易いようにして図19にも示す。リングコンダクタは、本質的に、3つの $\lambda/4$ コンダクタ24a、24b、24cと、3 $\lambda/4$ コンダクタ24dとから成り、全ての4つのコンダクタは、 $\lambda/4$ コンダクタ21及びソケット16及び16cに接続された2つのコンダクタのインピーダンス（例えば、50オーム）よりも $\sqrt{2}$ 倍大きい共通のインピーダンス（例えば、71オーム）を有する。

【0063】以上の記載では、分離して見たとき、導電的に接続され、細い帯8a、8b、8c、…に分割さ

に流れ得るように層厚は十分大きくしなければならない。しかし、略0.5 μ m

の厚さであれば通常十分である。

【0069】2) 超伝導層8は、試料5の位置での B_0 磁場の均一性に対する影響を出来るだけ小さくするために、NMR磁石の B_0 磁場に対して出来るだけ平行でなければならない。このことを、図4(a)、(b)並びに図5(a)、(b)に示す。図4(b)は、 H_0 磁場に対して平行に向けられ、事実上磁場不均一性を生み出さない超伝導層8を示す。これに対して、図5(b)に示すように、超伝導層が H_0 磁場に対して横方向であると、強い磁場不均一性が生じる。

れた超伝導要素1、1a、1bのみを説明した。共鳴器の容量性部分は超伝導要素の端部に形成され、そこで接続リング2a、2bと接触する。これは、しかしながら、必ずしも必要ではなく、図20(a)及び図20(b)に示すように、容量性要素を超伝導要素の超伝導層8内に一体に組み込んでよい。超伝導要素と接続リング間の上述した容量値はこれによりなくすることが出来る、該2つの要素は互いに導電的に接続されることが出来る。超伝導層は、例えば、本質的に、互いに組み合った指状に係合して容量結合を成す部分8'、8"で形成することが出来る。図20(a)は、可能な構造を示す。電気的な観点から見ると、2つの要素8'、8"は2つの容量的に結合したインダクタンスである。2つの要素8'、8"の端部は接続リング2a、2bに容量的に接続されている。導電的接続に代えて、容量性接続も可能であり、その場合、この接続の容量は、好ましくは指状の容量よりも大きく、又ははるかに大きい。

【0064】図20(b)は、2つの超伝導被覆8'、8"を更に細い帯8a、8b、8c、…に分割して超伝導体の磁化を低く保つようにした別の方法を示す。

【0065】全て電気的に直列に接続された複数の指状のコンデンサを超伝導層上に導入することも可能である。

【0066】最後に、超伝導材料の干渉的影響について述べる。超伝導層8は所望のRF電流のみならず静 B_0 磁場中での超伝導体の磁化により生じる直流電流をも導通する。これにより、超伝導層は、その質量、幾何学的形状、及び方向に依存して磁場の均一性の著しい低下を来し得る。従って、下記の5つのポイントに要約する所定の原則を守らなければならない。下記において電流と云う記載は、超伝導体の磁化に関連した直流電流である。

【0067】1) 超伝導層は、その B_0 磁場の均一性に対する影響が質量が大きいくほど増加するので、出来るだけ薄くしなければならない。しかし、生じるRF電流が自由

【0068】

【外2】

【0070】3) ポイント2が充足されると、次に、 H_0 磁場に磁場不均一性をもたらすのは縦方向に向いた超伝導層8の端部10、11である。この理由により、これらは、試料の活性体積領域から出来るだけ遠くに配置しなければならない。

【0071】図4(b)は、上下端部におけるそのような不均一性をしめすが、該不均一性は非常に影響力が弱い。図1(a)は、共鳴器の接続リング2a、2b間に存在する試料5の活性体積領域の判断を容易にするものである。接続リング2a、2bの内側に位置する試料5

の体積領域は含まれない。これは、2つのリングが試料5にシールド効果を及ぼしてこれらの位置でのRF励起を防止するからである。図1(a)は、超伝導要素1b、1c及び1dの端部が試料5の活性体積領域から非常に遠くにあることを明瞭に示している。

【0072】4) ポイント2の要件は実際には正確に満たすことが出来ない。H₀ 磁場に対する超伝導層8の或る程度の小さい整合ずれを受け入れなければならない。

【0073】その結果、大きな領域の環状電流が層の4つの側に沿って生じ、これが試料5の位置での望まない磁場不均一性をもたらす得る。

【0074】この効果を弱めるために、超伝導層8は、磁場H₀に平行な、出来るだけ多数の個別の互いに分離された帯8a、8b、...、8zに分割されている(図8(a)、8(b)参照)。環状電流は、これにより、狭い帯内で強制的にショートアウト(short-out)され、従ってH₀ 磁場の均一性に対しての影響がかなり小さくなる。

【0075】5) 超伝導層8は理想的に均一な材料から形成されないで、臨界電流が異なる複数の領域が生じる。その結果、超伝導体内における電流路の分配が不均一となり、その分、試料の位置で磁場勾配が生じ、H₀ 磁場の均一性を悪化させる。これらの干渉的效果も、ポイント4で上述した複数の個々の帯に分割することにより大きく抑制することが出来る。

【0076】6) いわゆるシムコイル(shim-coils)が高解像NMR分光学で使用され、このコイルは、電流が個々に調節可能である異なるコイル形状を有する。これらのシムコイルは、追加の磁界を発生して、均一なH₀ 磁場を生成する。追加の磁界は超伝導層8に対して平行であってはならず、それに対して直角に向けることが出来る。これにより、これらは、この層において比較的大きな領域の電流ループを生じ、これが試料の位置での強い不均一性の原因を成す。ポイント3で上述したように超伝導層を複数の細い帯に分割することによりH₀ 磁場の均一性に対する影響が格段に小さい、電流強度が減少した小さい領域の循環電流のみが生じ得るので、この問題を十分に防止することが出来る。

【0077】

【発明の効果】以上詳述したように、本発明の請求の範囲第1項の無線周波数(RF)共鳴器によれば、所望の共鳴周波数で共鳴可能な閉じた共鳴系を単体でも組み合わせによっても形成しない少なくとも2つの空間的に隔離した超伝導要素を備えると共に、通常伝導性の接続要素が、前記超伝導要素同士を、該超伝導要素が通常伝導性の接続要素と共に、所望の共鳴周波数で共鳴可能な1つ又は複数の閉じた共鳴系を形成するように、導電的及び/又は容量的に結合するように設けられた構成としたので、超伝導材料を使用するにも拘わらず、B₀ 磁場の均一性が低下することなく且つS/N比が特に高くなる

と共に、充填比を格段に高くすることを容易に行うことができるNMR用のRF共鳴器を作り出すことが可能となる。特に、平らな超伝導材料を使用するに拘わらず、格段に高い充填比、非常に良好なB₀ 磁場の均一性、及び従来技術と同等のS/N比が、高いRFパワー及び短い励起パルスの減衰時間を確保しながら達成される。

【図面の簡単な説明】

【図1】(a)は、本発明にかかる切開したシールドを有するRF発生器の一実施の形態の三次元図である。

(b)は、図1(a)の実施の形態の上面図である。

【図2】図1(b)の破線部分の拡大図である。

【図3】図2の破線部分の拡大図である。

【図4】(a)は、磁場B₀に平行に向いた超伝導要素の超伝導層を示す図である。(b)は、図4(a)の破線平面に沿った断面図である。

【図5】(a)は、磁場B₀に垂直に向いた超伝導層を示す図である。(b)は、図5(a)の破線により与えられた平面に沿った図5(a)の層の断面図である。

【図6】接続リングにはんだ付けされた超伝導要素の概略断面図である。

【図7】電気絶縁リーフを介して接続リングに容量結合された超伝導要素を示す図である。

【図8】(a)は、磁場B₀に平行な連続する超伝導被覆を有する超伝導要素の横断面図である。(b)は、超伝導層を平行な帯に細分した図8(a)と同様の図である。

【図9】(a)は、信号の容量結合取り出し部(概略的に示す)を有するRF共鳴器の一実施の形態を示す図である。(b)は、図9(a)の実施の形態を上から見た図である。

【図10】導電結合取り出し部を有する実施の形態の上面図である。

【図11】(a)は、誘導結合取り出し部を有する実施の形態を示す図である。(b)は、図11(a)の実施の形態を上から見た図である。

【図12】2つの対称に配された超伝導要素を有するRF共鳴器を略縦軸の方向(磁場B₀に平行に)から見た図である。

【図13】(a)は、点対称に配分された4つの超伝導要素を有する実施の形態の図12と同様の図である。

(b)は、4つの超伝導要素を軸対称配分とした図13(a)と同様の図である。

【図14】(a)は、点対称に配分された6つの超伝導要素を有する実施の形態の図12と同様の図である。

(b)は、6つの超伝導要素を軸対称配分とした図14(a)と同様の図である。

【図15】点対称に配分された8つの超伝導要素を有する実施の形態の図12と同様の図である。

【図16】(a)は、従来のRF共鳴器を示す図である。(b)は、図16(a)のRF共鳴器を上から見た

概略図である。

【図17】(a)は、US5、585、723に開示された従来技術のRF共振器を示す図である。(b)は、図17(a)のRF共振器を上から見た概略図である。

【図18】本発明に係る「バード・ケージ」タイプのRF共振器からカドラチャ検出により信号の結合取り出しを行うための電気回路を示す図である。

【図19】従来技術(マインケ/グンドラッヒ)による差動変圧器の電気回路図である。

【図20】(a)は、2つの導電的に分離された容量結

合された超伝導層をしめす図である。(b)は、超伝導層が細い帯に分割された図20(a)と同様の図である。

【符号の説明】

1、1a、1b、…、1m 超伝導要素

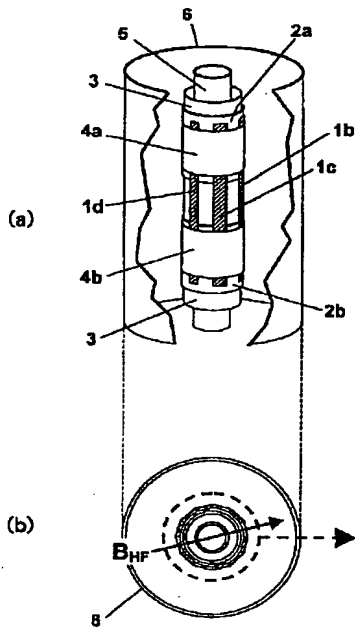
2a、2b 通常伝導性の接続要素

5 試料

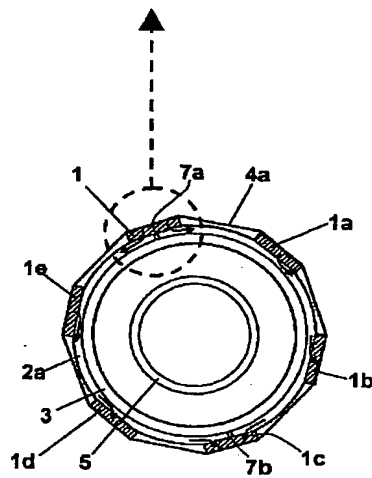
8 超伝導層

9 結晶板

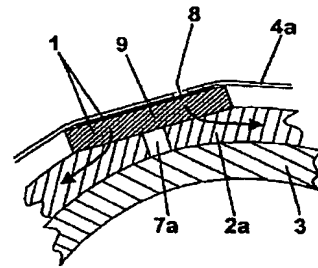
【図1】



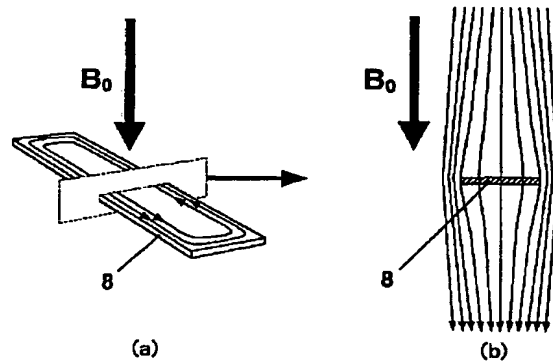
【図2】



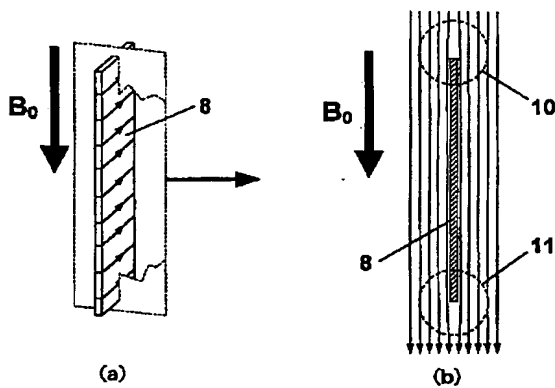
【図3】



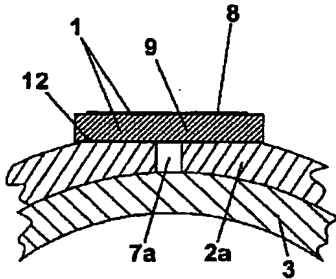
【図5】



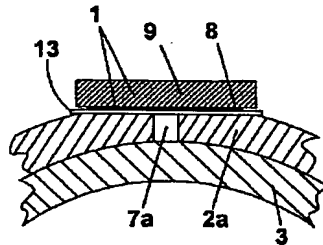
【図4】



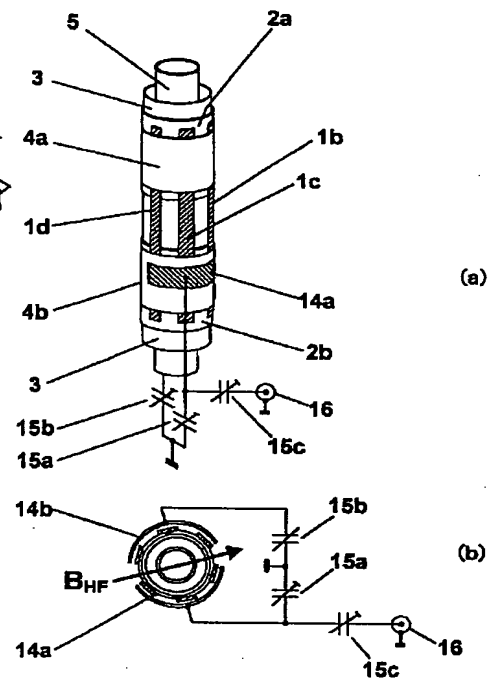
【図6】



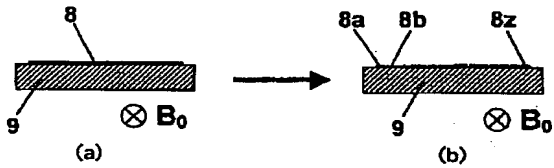
【図7】



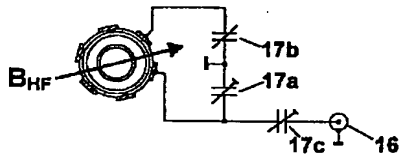
【図9】



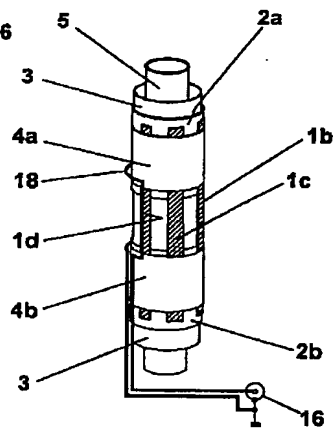
【図8】



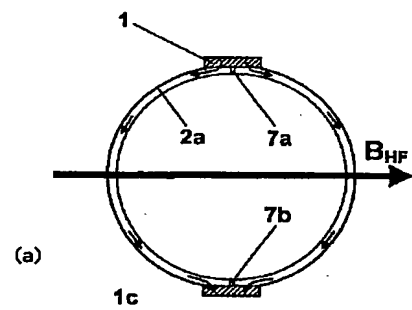
【図10】



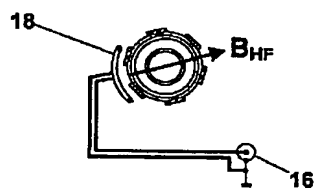
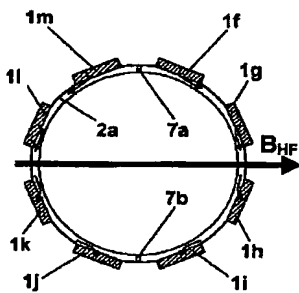
【図11】



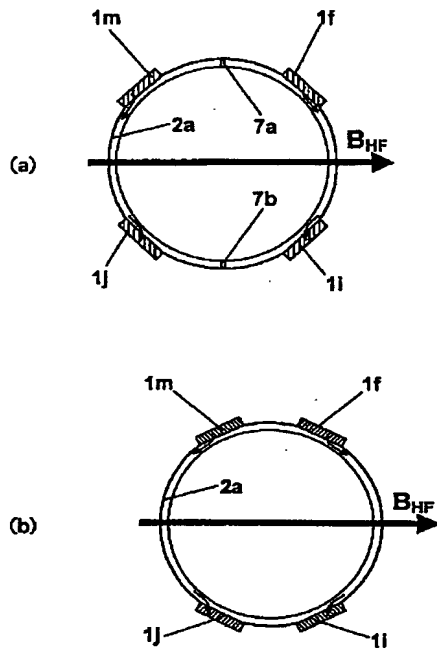
【図12】



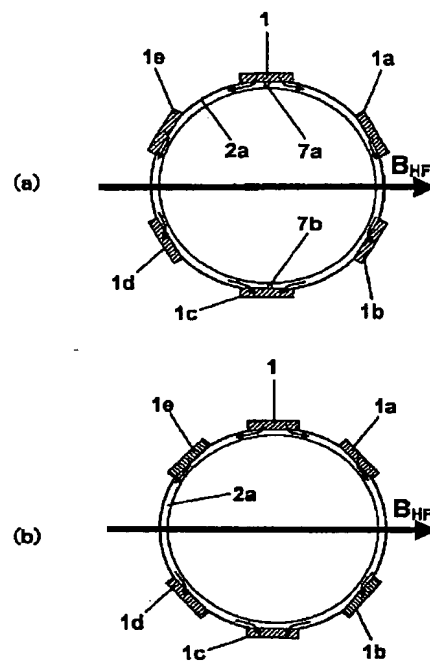
【図15】



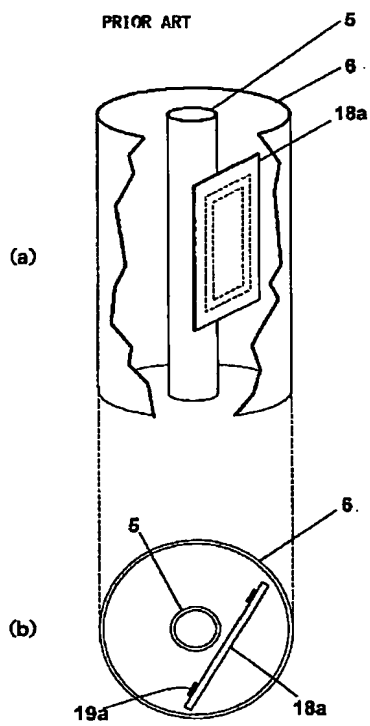
【図13】



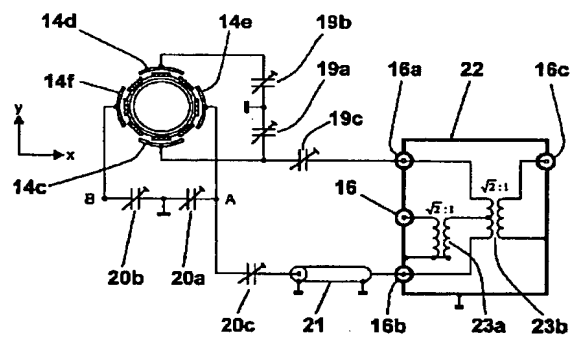
【図14】



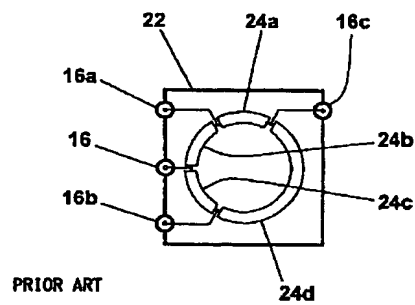
【図16】



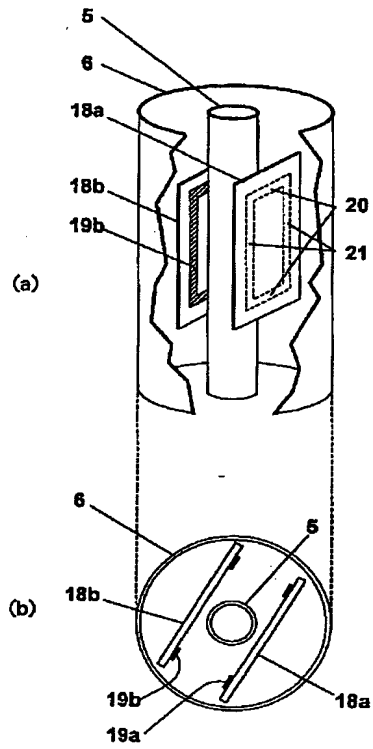
【図18】



【図19】



【図17】



【図20】

